

PCT

ORGANISATION MONDIALE DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE
Bureau international



DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁶ : A61M 16/00	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 96/09847 (43) Date de publication internationale: 4 avril 1996 (04.04.96)
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR95/01257</p> <p>(22) Date de dépôt international: 28 septembre 1995 (28.09.95)</p> <p>(30) Données relatives à la priorité: 94/11675 29 septembre 1994 (29.09.94) FR</p> <p>(71) Déposant: TAEMA [FR/FR]; 6, rue Georges-Besse - CE 80, F-92182 Antony Cédex (FR).</p> <p>(72) Inventeurs: BLOCH, Nicolas; 3 ter, rue d'Alésia, F-75014 Paris (FR). JOUNENC, Michel; Résidence les Millepertuis Bâtiment 1, Avenue du Berry, F-91940 Les Ulis (FR). RUTON, Stéphane; 66, rue Riussac, F-78220 Viroflay (FR).</p> <p>(74) Mandataire: L'AIR LIQUIDE, SOCIÉTÉ ANONYME POUR L'ÉTUDE ET L'EXPLOITATION DES PROCÉDES GEORGES CLAUDE; 75, quai d'Orsay, F-75321 Paris Cédex 07 (FR).</p>		<p>(81) États désignés: AU, CA, FI, JP, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p>Publiée Avec rapport de recherche internationale.</p>

(54) Title: BREATHING APPARATUS

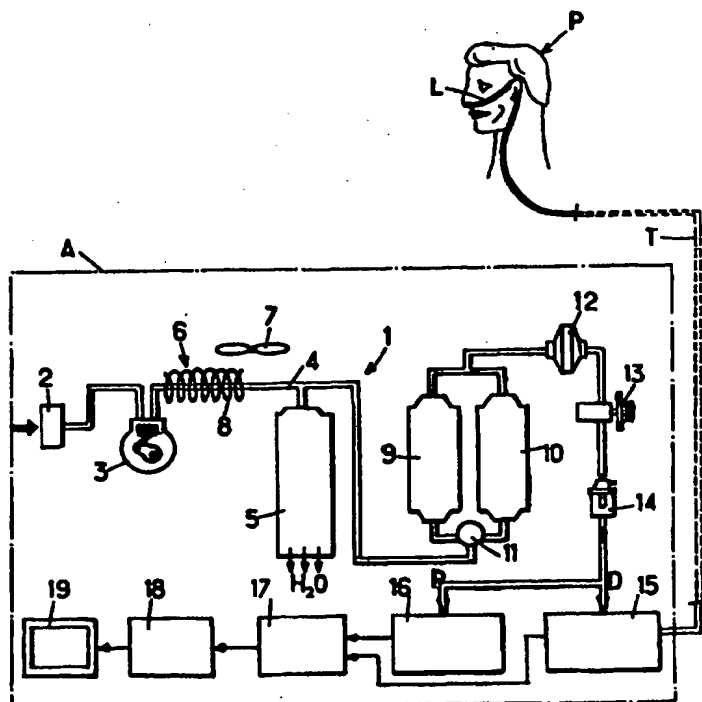
(54) Titre: APPAREIL D'ASSISTANCE RESPIRATOIRE

(57) Abstract

When a treatment involves delivering a non-pressurised gas, particularly oxygen, to the respiratory tract, it is important to know the exact times when the prescribed treatment has been carried out. For this purpose, the parameter taken into account is the flow rate through the feed line (T) to the patient (P). Given that the signals are weak compared with the noise, a discrimination procedure is executed by a computer (17, 18) connected to the flow rate sensor (15). The procedure comprises generating a standard signal by calculating the difference between the average flow rates over two periods, and carrying out a statistical calculation on the basis of the changes in said signal.

(57) Abrégé

Dans le cas où le traitement consiste à envoyer un gaz de traitement, en particulier de l'oxygène, à l'entrée des voies respiratoires, sans pression, il est important de connaître les temps exacts où la prescription a été observée. Pour cela, on prend comme paramètre le débit à travers le conduit d'alimentation (T) du patient (P). Les signaux étant faibles par rapport au bruit, une procédure de discrimination est mise en œuvre par un calculateur (17, 18) relié au capteur de débit (15). Elle comprend la création d'un signal normalisé par calcul de la différence entre les débits moyens sur deux périodes, et le calcul statistique à partir des variations de ce signal.



Best Available Copy

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	GB	Royaume-Uni	MR	Mauritanie
AU	Australie	GE	Géorgie	MW	Malawi
BB	Barbade	GN	Guinée	NE	Niger
BE	Belgique	GR	Grèce	NL	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	HU	Hongrie	NO	Norvège
BG	Bulgarie	IE	Irlande	NZ	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	IT	Italie	PL	Pologne
BR	B Brésil	JP	Japon	PT	Portugal
BY	Bélarus	KE	Kenya	RO	Roumanie
CA	Canada	KG	Kirghizistan	RU	Fédération de Russie
CF	République centrafricaine	KP	République populaire démocratique de Corée	SD	Soudan
CG	Congo	KR	République de Corée	SE	Suède
CH	Suisse	KZ	Kazakhstan	SI	Slovénie
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SK	Slovaquie
CM	Cameroun	LK	Sri Lanka	SN	Sénégal
CN	Chine	LU	Luxembourg	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	LV	Lettonie	TG	Togo
CZ	République tchèque	MC	Monaco	TJ	Tadjikistan
DE	Allemagne	MD	République de Moldova	TT	Trinité-et-Tobago
DK	Danemark	MG	Madagascar	UA	Ukraine
ES	Espagne	ML	Mali	US	Etats-Unis d'Amérique
FI	Finlande	MN	Mongolie	UZ	Ouzbékistan
FR	France			VN	Viet Nam
GA	Gabon				

APPAREIL D'ASSISTANCE RESPIRATOIRE

La présente invention est relative à un appareil d'assistance respiratoire muni d'un dispositif de détection de cycles respiratoires, notamment pour contrôler l'exécution d'un traitement au cours duquel on fait respirer
5 à un patient un gaz de traitement, ou un mélange d'un tel gaz avec de l'air, qui est envoyé à l'entrée des voies respiratoires du patient.

Dans la suite du présent texte, on parlera essentiellement d'oxygénothérapie, c'est-à-dire du cas où le
10 gaz de traitement est l'oxygène, mais il doit être entendu que le dispositif peut éventuellement être utilisé dans des cas où le gaz de traitement est différent.

La prescription médicale prévoit habituellement que l'envoi de gaz de traitement doit être réalisé, sous la
15 responsabilité du patient, pendant un temps déterminé, qui est en général supérieur à une heure. Il est important, non seulement du point de vue purement médical, mais également pour satisfaire les desiderata des Organismes d'Assurance Médicale, de pouvoir contrôler si le traitement a bien été
20 effectué pendant le temps prévu et de façon correcte.

On a imaginé, pour cela, de contrôler soit la pression, soit le débit dans les conduits reliant la source de gaz de traitement au patient. En effet, l'inspiration se traduit par une baisse de pression ou une augmentation de débit au
25 niveau de la sortie de ces conduits à l'entrée des voies respiratoires du patient. L'expiration se traduit par une hausse de la pression ou une chute de débit au même endroit. On conçoit que de telles variations d'un signal de pression ou de débit peuvent être traitées dans une électronique
30 appropriée pour obtenir des signaux indiquant que le traitement est en cours et par suite comptabiliser les temps d'utilisation pour en déduire le diagnostic de traitement.

Un dispositif permettant d'obtenir ce résultat est décrit dans la demande de brevet internationale WO 94/13349.

Ce dispositif comprend une unité de fourniture du gaz ou du mélange de gaz de traitement, formée essentiellement d'une réserve de gaz en bouteille par exemple, qui débite dans un tuyau menant à un masque destiné à être placé contre la face
5 d'un patient. Ce masque établit une étanchéité plus ou moins parfaite sur la peau faciale de sorte que le patient qui en est équipé ne respire quasiment que le gaz qui lui parvient à partir de l'unité de fourniture de ce gaz.

Le dispositif comprend également un moyen de mesure de
10 pression ou de débit qui permet de déterminer le temps pendant lequel le patient respire effectivement le gaz délivré.

Comme dans cette proposition antérieure, la liaison entre l'unité de fourniture et les voies respiratoires du
15 patient est relativement isolée de l'environnement extérieur, les variations dues aux cycles respiratoires des signaux de pression et de débit sont nettes et donc facilement mesurables par un capteur placé quelque part dans cette liaison. On peut donc aisément déduire de ces signaux
20 le temps d'utilisation de l'appareil.

Cependant depuis peu, on a développé des techniques nouvelles d'assistance respiratoire destinées surtout à assurer le traitement en milieu non hospitalier, tout en permettant au patient d'avoir une activité quasi-normale à
25 domicile, sans que le personnel soignant ne soit présent.

Ces techniques consistent essentiellement à envoyer, à l'entrée du système respiratoire du patient, en particulier dans ses narines, un débit permanent et constant, fixé à l'avance, de gaz de traitement, par exemple un mélange de
30 90% d'oxygène et 10% d'azote et ce pendant des durées de traitement périodiques fixées par le praticien.

On utilise à cet effet, non pas des masques étanches, mais des appareils communément appelés "lunettes respiratoires", composés d'une monture à laquelle sont fixés

de petits tubes débouchant dans les narines du patient, à faible distance de l'entrée de celles-ci. Ces petits tubes sont connectés à l'unité de fourniture du gaz respiratoire par un conduit souple et léger dont la longueur peut
5 atteindre plusieurs mètres, typiquement 10 à 15 m.

Ces appareils ont donc pour caractéristique importante de ne pas être étanches vis-à-vis de l'extérieur moyennant quoi, lors de l'inspiration, le patient aspire dans ses voies respiratoires, un mélange formé d'air atmosphérique et
10 de gaz de traitement. Lors de l'expiration, l'oxygène se mélange à l'air expiré.

En outre, pour ces appareils d'assistance respiratoire récents, on utilise des petites unités de fourniture appelées aussi "concentrateurs" dans lesquelles l'oxygène
15 n'est pas fourni à partir d'une réserve comme une bouteille, mais fabriqué en continu dans des colonnes de production qui contiennent des tamis moléculaires capables de séparer l'oxygène des autres composantes de l'air et notamment de l'azote. Ces appareils de production comportent en général
20 deux colonnes placées alternativement en production et en régénération, cette dernière phase permettant chaque fois de régénérer les tamis moléculaires de la colonne qui était auparavant en production. Pour fixer les idées, une phase de production/régénération peut durer entre 7 et 15 secondes
25 par exemple.

Dans ces appareils d'assistance respiratoire récents, les variations de pression et de débit sont relativement nettes à l'entrée des voies respiratoires du patient, c'est-à-dire à la sortie des conduits de gaz de traitement. Du
30 fait des pertes de charge dans le conduit souple qui relie la source de gaz de traitement au patient, les signaux deviennent plus faibles, et plus difficiles à séparer du bruit, si on s'éloigne de l'extrémité du conduit en direction de l'unité de production du gaz de traitement. Le

signal à détecter, que ce soit un signal de débit ou un signal de pression, présente alors un rapport signal/bruit extrêmement défavorable.

Le bruit sur ce signal provient tout d'abord du fait
5 que, comme déjà indiqué, le concentrateur fonctionne avec un cycle de commutation entre production et régénération qui est à peu près de la même fréquence que les cycles respiratoires du patient. Ce phénomène introduit donc une oscillation sur le signal qui se distingue très
10 difficilement des variations introduites par les cycles respiratoires.

A cela s'ajoute que le gaz respiratoire doit passer par un humidificateur à barbotage qui, par la production de bulles, contribue également pour une part importante à
15 augmenter le bruit de fond du signal.

Pour réduire l'influence du bruit sur le signal, on serait donc tenté de placer le capteur de pression ou de débit dans le conduit d'amenée du gaz de traitement à proximité de l'utilisateur, là où le signal respiratoire est
20 le plus marqué. Cette solution nécessite toutefois des lunettes lourdes de conception spéciale et donc coûteuse.

En outre, comme déjà indiqué ci-dessus, les appareils d'assistance respiratoire à concentrateur ont surtout été conçus pour augmenter la mobilité du patient, notamment en
25 dotant l'appareil d'un conduit d'alimentation d'une longueur considérable. Dès lors, on comprend que le fait de placer le capteur près de l'utilisateur entraînerait un gêne considérable, non seulement par l'augmentation de poids des lunettes, mais également par la présence inévitable de
30 plusieurs éléments de liaison vers l'unité de fourniture comme des conducteurs électriques et un conduit de mesure parallèle au conduit de fourniture du gaz de traitement. Cette solution est donc loin d'être satisfaisante, alors

qu'à priori sur le plan du rapport signal/bruit, cette disposition serait la plus favorable.

Si, au contraire, on place le capteur près de l'unité de fourniture, on ne peut obtenir ce rapport signal/bruit favorable qu'en prévoyant également un conduit supplémentaire reliant les "lunettes respiratoires" au capteur (qui serait, dans ce cas placé immédiatement en aval de l'humidificateur). Cette solution allègerait donc les lunettes respiratoires grâce à l'absence du capteur, mais
10 n'empêcherait pas une augmentation de la rigidité et du poids du conduit d'alimentation.

En première analyse, une mesure de débit ou de pression du gaz respiratoire semble donc peu appropriée pour comptabiliser le temps d'utilisation d'un appareil
15 respiratoire à concentrateur doté de possibilités d'utilisation commodes et peu contraignantes pour le patient.

Il est à signaler par ailleurs, que le brevet EP 0 602 734 décrit un appareil respiratoire dans lequel à partir
20 d'une mesure de débit du gaz de traitement, on synchronise la fourniture de doses prédéterminées de gaz de traitement sur le cycle respiratoire du patient. Dans ce document, on ne se préoccupe pas de la précision de la mesure de débit, ni ce problème, ni l'emplacement du capteur dans le conduit
25 de circulation du gaz de traitement n'y étant abordé.

La présente invention a pour but de fournir appareil d'assistance respiratoire équipé d'un concentrateur qui permette un contrôle efficace de l'application des prescriptions médicales, sans occasionner de gêne pour le
30 patient, tout en étant d'une complication réduite et d'un faible coût.

L'invention a donc pour objet un appareil d'assistance respiratoire comprenant une source de gaz de traitement sous la forme d'un concentrateur destiné à fournir un flux à peu

près constant de gaz de traitement, un conduit pour mener ce gaz de traitement au patient et des lunettes respiratoires connectées audit conduit et destinées à permettre au patient de respirer un mélange d'air ambiant et dudit gaz de traitement, cet appareil comportant également un capteur de débit destiné à détecter le débit du gaz de traitement et des moyens électroniques de calcul pour, à partir du signal de débit fourni par ledit capteur, déterminer la durée réelle d'assistance respiratoire assurée par l'appareil, ce dernier étant caractérisé en ce que lesdits moyens électroniques de calcul comprennent

- des moyens pour échantillonner le signal de débit fourni par ledit capteur,
- des moyens pour calculer la moyenne courante desdits échantillons,
- des moyens pour, périodiquement et sur une première durée, extraire de ladite moyenne courante des premières successions de valeurs;
- des moyens pour, périodiquement et sur une seconde durée plus longue que ladite première durée, extraire d'une pluralité desdites premières successions de valeurs, des secondes successions de valeurs;
- des moyens de comparaison capables, par une comparaison avec un faisceau de données relevées empiriquement pendant que lesdites lunettes sont alimentées en gaz de traitement, mais non portées, de déterminer celles parmi lesdites secondes durées prédéterminées pendant lesquelles lesdites secondes successions de valeurs correspondent au port effectif desdites lunettes, lorsqu'elles sont alimentées en gaz de traitement, et
- des moyens de calcul pour cumuler les durées ainsi déterminées afin d'obtenir ladite durée effective d'assistance respiratoire.

Il résulte de ces caractéristiques que ne sont comptabilisées pour établir la durée d'utilisation de l'appareil que les irrégularités dans le signal de débit dues à des cycles respiratoires du patient.

5 Suivant un premier mode de réalisation de l'appareil suivant l'invention, les valeurs desdites premières successions de valeurs sont des amplitudes du débit mesurées lors de l'écoulement de chacune desdites premières périodes de temps prédéterminées. De préférence, ces amplitudes sont
10 les amplitudes maximales relevées respectivement pendant lesdites premières périodes de temps prédéterminées.

Suivant un second mode de réalisation, les valeurs desdites premières successions de valeurs sont formées par le nombre de fois que le signal de débit mesuré franchit un
15 seuil prédéterminé.

L'invention va maintenant être exposée de façon plus détaillée à l'aide d'exemples pratiques illustrés avec les dessins parmi lesquels :

- la figure 1 est un schéma simplifié de l'appareil
20 d'assistance respiratoire selon l'invention;
- la figure 2 est un organigramme illustrant un premier mode de fonctionnement du calculateur de l'appareil selon l'invention; et
- la figure 3 est un organigramme illustrant un
25 second mode de fonctionnement du calculateur et la façon dont sont préparés les signaux sur lesquels travaille ce calculateur.

La figure 1 montre une unité A d'assistance respiratoire capable de produire du gaz de traitement, ici
30 de l'oxygène, éventuellement mélangé dans des proportions définies avec de l'air. Cette unité est avantageusement réalisée sous la forme d'un équipement placé dans une petite armoire montée sur roulettes par exemple, de façon à être facilement déplaçable à domicile par le patient au cours du

traitement. L'armoire est connectée par un tuyau unique T de diamètre convenable, à des lunettes respiratoires L destinées à être portées par le patient symbolisé en P. A titre indicatif, le tuyau T peut avoir une longueur de 5 plusieurs mètres, de préférence entre 10 et 15 m pour donner au patient la mobilité souhaitée. On notera que le gaz de traitement fourni par l'unité A est respiré par le patient P en se mélangeant au niveau des orifices d'entrée de ses voies respiratoires avec de l'air ambiant, les lunettes 10 respiratoires étant donc essentiellement non étanches par rapport à la peau faciale du patient P.

L'unité A comprend un concentrateur 1 comportant essentiellement les organes suivants:

- un filtre primaire 2 recevant l'air ambiant;
- 15 - un compresseur 3 délivrant de l'air sous pression en 4 à une capacité tampon 5;
- un système de refroidissement 6 équipé d'un ventilateur 7 et d'un échangeur 8;
- deux colonnes 9 et 10 à tamis moléculaires
- 20 capables d'isoler l'oxygène dans l'air qui leurs est fourni à travers:
- une vanne rotative de commutation 11 destinée à brancher alternativement les colonnes 9 et 10 en régime de production et en régime de régénération;
- 25 - un filtre bactériologique 12 branché à la sortie des colonnes 9 et 10;
- un sélecteur de débit 13 placé en aval du filtre 12 et
- un humidificateur 14 placé en aval du sélecteur
- 30 13.

L'humidificateur 14 est connecté au tuyau de connexion T par l'intermédiaire d'un capteur de débit 15 qui est incorporé dans l'armoire A, c'est-à-dire dans le cas

illustré, situé à une distance importante des lunettes respiratoires L.

Comme représenté, l'humidificateur 14 peut également être connecté à un capteur de pression 16 qui est exploité en particulier dans le second mode de mise en oeuvre de l'invention décrit par la suite.

Le capteur de débit 15 peut être du type "AWM 5101" de la Société Honeywell, et il est connecté électriquement, comme d'ailleurs le capteur de pression 16, à une carte d'électronique 17, elle-même en communication avec un calculateur 18.

La fonction de l'électronique 17 est de transformer les signaux des capteurs 15 et 16 en données utilisables par le calculateur 18. Ce dernier est connecté à un dispositif d'affichage 19 permettant, selon la présente invention, la lecture de la durée d'utilisation effective de l'appareil d'assistance respiratoire et éventuellement d'autres données utiles relatives à son fonctionnement.

On va maintenant décrire un premier mode de mise en oeuvre de l'invention et plus précisément le fonctionnement du calculateur 18, en se référant à la figure 2.

Le signal de débit fourni par le capteur 15 est échantillonné dans l'électronique 17 avec une période courte, typiquement 10 millisecondes.

Deux moyennes sont calculées sur des nombres de points différents et suffisamment grands, par exemple une sur 25 points et une sur 30 points. La différence de ces deux moyennes produit un signal normalisé autour de zéro, quelle que soit la valeur du débit.

Les signaux de respiration, en particulier l'expiration, sont généralement rapides et donc peu amortis. Un intervalle autour de zéro est fixé: lorsque le signal reste confiné dans cet intervalle, on considère qu'il n'y a pas de respiration; dans le cas contraire, il est possible

de détecter un cycle. Un cycle respiratoire peut provoquer plusieurs passages de seuil, une relation est nécessaire entre le nombre de dépassements et la présence ou non d'un patient. Le seuil définissant l'intervalle est choisi
5 empiriquement de façon à limiter le nombre de fausses détections (aucun dépassement si les lunettes ne sont pas portées), et de garantir une bonne sensibilité quels que soient les débits.

L'influence de nombreux paramètres (artefacts, hauteur
10 d'eau dans l'humidificateur, amplitude de la respiration, ...) sur les dépassements de seuils obligent à considérer des critères d'identification supplémentaires.

Suivant le mode de mise en oeuvre de la figure 2, quatre critères (C1 , C2, C3, C4) ont été retenus afin de
15 prendre une décision quant au branchement du patient P (port des lunettes L). Ils correspondent à la conversion en données numériques de constatations qualitatives.

Chacun des critères peut évoluer entre 0 et 1 de façon continue. Plus il sera proche de 1 plus le branchement sera
20 certain.

Les trois premiers fournissent une information sur la possibilité d'un branchement au cours de la dernière période de temps écoulée, par exemple une minute, le quatrième fournit une information sur un temps écoulé plus long, par
25 exemple les cinq dernières minutes.

Une période est décomposée en deux demi-périodes ici de 30 secondes, pendant lesquelles le nombre de dépassements de seuil est compté (blocs 20 et 21, figure 2).

C1 et C2 (calculés en 22 et 23) sont le rapport entre
30 le nombre de dépassements et 7 (dans l'exemple décrit). Sept dépassements sont interprétés comme un branchement certain pendant la dernière demi-période (C1 ou C2 égal à 1). Le troisième critère C3 (calculé en 24) est la moyenne des deux premiers. On a fixé à 75% (C3 = 0,75) le seuil pour conclure

à un branchement pendant la dernière période de temps. De même, si C3 est inférieur à 25%, on conclut à un débranchement (voir respectivement les blocs 25 à 28).

Entre ces deux seuils, aucune conclusion n'est tirée, on reste dans l'état précédent. Ainsi, il est possible de conclure à un branchement au cours de la dernière période avec une confiance égale à C3.

Le quatrième critère est calculé (en 29) toutes les demi-périodes (30 secondes). Il évalue la confiance en un branchement au cours du temps écoulé correspondant (5 minutes par exemple).

$$C4 = \sum (C3/10) * \text{branche}$$

branche = 1 si branchement pendant la dernière minute,
0 sinon.

C4 est la moyenne de la confiance sur le dernier temps écoulé (5 minutes par exemple). Un seuil sur C4 a été fixé à 50%. Ce dernier critère (C4) est celui qui permet de conclure ou non à un branchement (voir respectivement les blocs 30 à 33).

On obtient en utilisant les données indiquées ci-dessus à titre d'exemple, avec une erreur maximale de ± 5 minutes, l'évaluation du temps de branchement du patient. Cette donnée qui représente la durée effective d'utilisation de l'appareil respiratoire, est affichée sur le dispositif d'affichage 19. Attendu que les durées de traitement prescrites médicalement sont habituellement au minimum d'une heure, cette précision est jugée suffisante par les praticiens.

La figure 3 représente schématiquement un second mode de mise en oeuvre de l'invention.

Le signal de sortie du capteur de débit 15 est échantillonné en 34 avec une période qui dans ce cas peut être de 25 millisecondes, par exemple. Les échantillons sont soumis à l'établissement d'une moyenne courante dite

"courte" sur les dernières 10 secondes (bloc 35) et d'une moyenne courante dite "longue" sur la dernière minute, par exemple (bloc 36). Les deux moyennes sont ensuite exploitées pour obtenir en 37 un signal échantillonné normalisé autour 5 de zéro. Ce signal est réactualisé à la fréquence d'échantillonnage.

Dans le mode de mise en oeuvre de la figure 3, les échantillons sont soumis à un calcul en 38, respectivement 39 pour déterminer, sur les dernières 10 secondes par 10 exemple (c'est-à-dire avec 40 échantillons), l'amplitude maximale et l'amplitude minimale survenues pendant cette période. A partir de ces données, le calculateur 18 calcule, sur la même durée de 10 secondes, l'écart maximal en faisant la différence entre elles (bloc 40).

15 Sur une deuxième période plus longue que la période décrite précédemment qui peut être la dernière minute par exemple, les signaux d'écart sont soumis à leur tour à un calcul (dans le cas présent donc sur un ensemble de six valeurs), pour déterminer l'amplitude maximale (bloc 41) et 20 l'amplitude minimale (bloc 42) survenues pendant cette deuxième durée et à partir de ces données, l'écart maximal est établi (bloc 43).

Par conséquent, à la sortie du bloc 43, on dispose toutes les minutes d'une valeur représentant, sur la 25 dernière minute écoulée, les irrégularités ou variations du signal de débit mesuré dues à la respiration du patient.

En outre, le seul signal de moyenne "courte" (bloc 35) est soumis aux calculs symbolisés dans les blocs 46 à 51, ces calculs étant analogues à ceux effectués dans les blocs 30 38 à 43. Par conséquent, ces calculs sur la moyenne "courte" de débit permettent d'obtenir à la sortie du bloc 51, chaque fois sur la dernière minute écoulée une autre valeur représentant la variation de débit.

Dans le présent mode de mise en oeuvre, afin d'améliorer la précision de la détermination du branchement du patient, le signal de pression fourni par le capteur 16 est échantillonné en 44, de préférence à la même fréquence 5 d'échantillonnage que le signal de débit en 34.

En 45, ces échantillons sont soumis à l'établissement d'une moyenne "courte" sur les 10 dernières secondes par exemple. Cette moyenne est soumise aux calculs symbolisés dans les blocs 46A à 51A, ces calculs étant analogues à ceux 10 effectués en ce qui concerne le débit dans les blocs 38 à 43 et dans les blocs 46 à 51. Par conséquent, on obtient à la sortie du bloc 51A, chaque fois sur la dernière minute écoulée, une valeur qui représente la variation de la pression mesurée au niveau du capteur de pression 17.

15 Les écarts d'amplitude de débit calculés (bloc 43 et 51) et les écarts d'amplitude de pressions calculés (bloc 51A) sont ensuite traités par comparaison statistique (bloc 52) à un faisceau de données de débit et de pression (bloc 53) enregistrées dans la mémoire du calculateur 18 et 20 relevées, dans des conditions de mesure de référence, alors que les lunettes respiratoires ne sont pas portées par un patient. Ces mesures peuvent donc être effectuées par exemple lors de l'étalonnage en usine de l'appareil d'assistance respiratoire.

25 Une comparaison statistique peut ainsi être effectuée toutes les minutes dans l'exemple décrit, et si la comparaison détermine que les données calculées n'ont pas de concordance avec les données en mémoire dans le calculateur, on conclut à un branchement du patient pendant la minute 30 écoulée. Ces temps sont cumulés dans le bloc 54 pour fournir le temps de branchement total du patient.

REVENDICATIONS

1. Appareil d'assistance respiratoire comprenant une
5 source de gaz de traitement sous la forme d'un concentrateur
(1) destiné à fournir un flux à peu près constant de gaz de
traitement, un conduit (T) pour mener ce gaz de traitement
au patient et des lunettes respiratoires (L) connectées
audit conduit (T) et destinées à permettre au patient de
10 respirer un mélange d'air ambiant et dudit gaz de
traitement, cet appareil comportant également un capteur de
débit (15) destiné à détecter le débit du gaz de traitement
et des moyens électroniques de calcul (17, 18) pour, à
partir du signal de débit fourni par ledit capteur (15),
15 déterminer la durée réelle d'assistance respiratoire assurée
par l'appareil, ce dernier étant caractérisé en ce que
lesdits moyens électroniques de calcul (17, 18) comprennent
- des moyens pour échantillonner le signal de débit
fourni par ledit capteur (15),
 - 20 - des moyens (20, 21; 35, 36, 37) pour calculer la
moyenne courante desdits échantillons,
 - des moyens (22, 23, 24; 38, 39, 40, 46, 47, 48)
pour, périodiquement et sur une première durée, extraire de
ladite moyenne courante des premières successions de
25 valeurs;
 - des moyens (29; 41, 42, 43, 49, 50, 51) pour,
périodiquement et sur une seconde durée plus longue que
ladite première durée, extraire d'une pluralité desdites
premières successions de valeurs, des secondes successions
30 de valeurs;
 - des moyens de comparaison (30, 32; 52, 53)
capables, par une comparaison statistique avec un faisceau
de données relevées empiriquement pendant que lesdites
lunettes (L) sont alimentées en gaz de traitement, mais non

portées, de déterminer celles parmi lesdites secondes durées prédéterminées pendant lesquelles lesdites secondes successions de valeurs correspondent au port effectif desdites lunettes (L), lorsqu'elles sont alimentées en gaz
5 de traitement, et

- des moyens de calcul (31, 33; 54) pour cumuler les durées ainsi déterminées afin d'obtenir ladite durée effective d'assistance respiratoire.

2. Appareil d'assistance respiratoire selon la
10 revendication 1, caractérisé en ce que les valeurs desdites premières successions de valeurs sont des amplitudes du débit mesurées lors de l'écoulement de chacune desdites premières périodes de temps prédéterminées.

3. Appareil d'assistance respiratoire selon la
15 revendication 2, caractérisé en ce que lesdites amplitudes sont les amplitudes maximales relevées respectivement pendant lesdites premières périodes de temps prédéterminées.

4. Appareil d'assistance respiratoire selon l'une
20 quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que les valeurs desdites secondes successions de valeurs sont des amplitudes des valeurs desdites premières successions de valeurs calculées lors de l'écoulement de chacune desdites secondes périodes de temps prédéterminées.

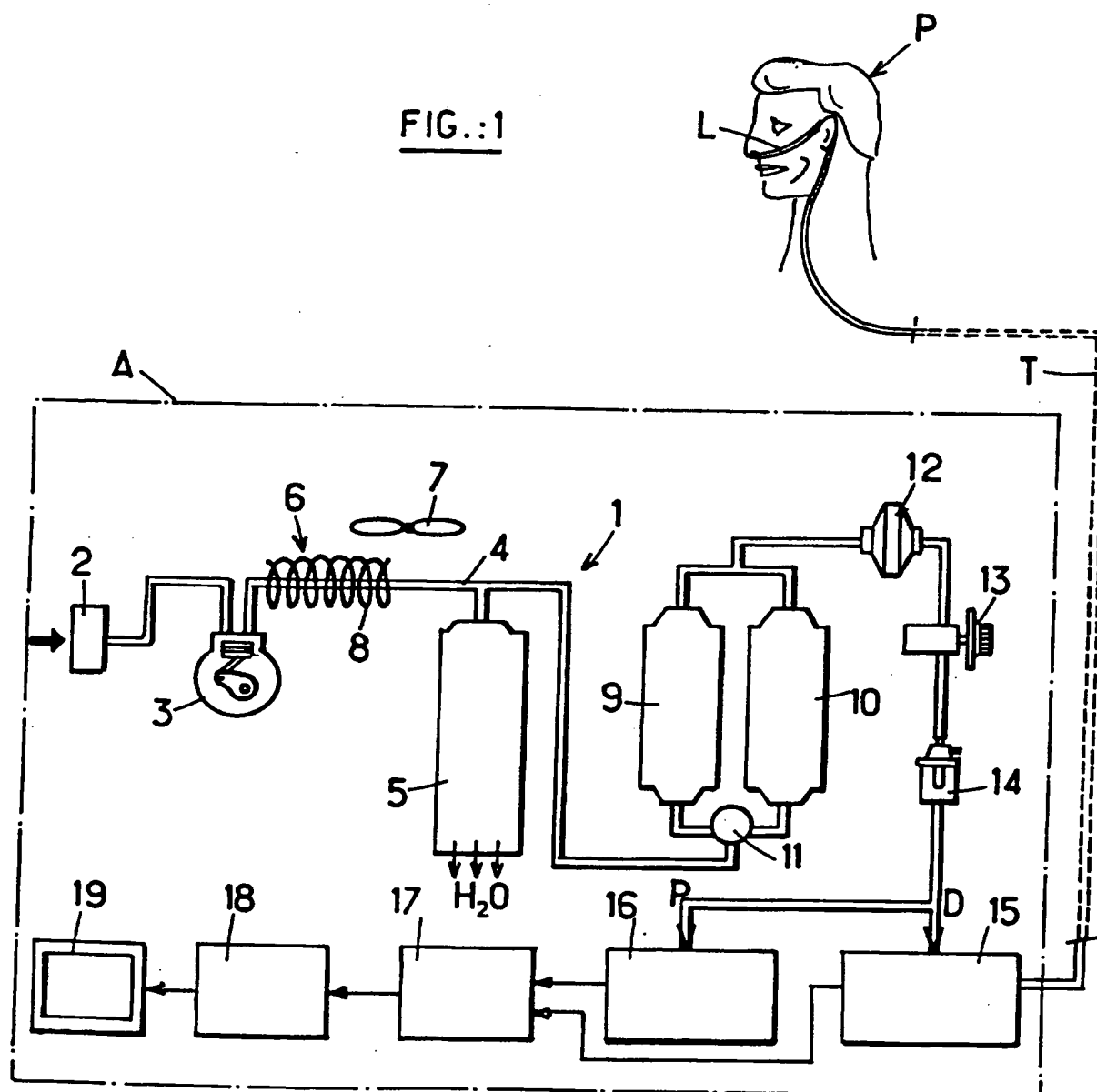
5. Appareil d'assistance respiratoire selon la
25 revendication 4, caractérisé en ce que les amplitudes calculées pour obtenir lesdites secondes successions de valeurs sont des amplitudes maximales.

6. Appareil d'assistance respiratoire selon la
30 revendication 5, caractérisé en ce que lesdits moyens de comparaison (52) effectuent une comparaison sur les valeurs d'amplitude maximales calculées pour obtenir lesdites secondes successions de valeurs et sur les moyennes établies par lesdits moyens d'établissement de moyenne (35).

7. Appareil d'assistance respiratoire selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend également un capteur de pression (16) et en ce que lesdits moyens de calcul (17, 18) sont agencés pour
5 faire subir au signal de sortie dudit capteur de pression des opérations de calcul (45A à 51A) analogues à celles auxquelles est soumis le signal de sortie dudit capteur de débit (15) et en ce que le résultat desdits calcul sont pris en compte pour ladite comparaison statistique (52).
- 10 8. Appareil d'assistance respiratoire suivant la revendication 1, caractérisé en ce que les valeurs desdites premières successions de valeurs sont formées par le nombre de fois que le signal de débit mesuré franchit un seuil prédéterminé (20, 21).
- 15 9. Appareil d'assistance respiratoire suivant la revendication 8, caractérisé en ce que lesdits moyens de calcul (17, 18) sont programmés pour opérer de la manière suivante :
- a) détermination du débit moyen sur deux périodes de
20 temps,
 - b) soustraction de ces deux débits, pour créer un signal normalisé autour de zéro,
 - c) étude des variations de ce signal pendant deux périodes de temps consécutives, et calcul d'un coefficient
25 de confiance pendant cette période,
 - d) calcul d'un coefficient de confiance pendant une période plus longue et conclusion,
 - e) répétition des opérations a) à d).
- 30 10. Appareil d'assistance respiratoire selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le capteur de débit (3) est incorporé audit concentrateur (1).

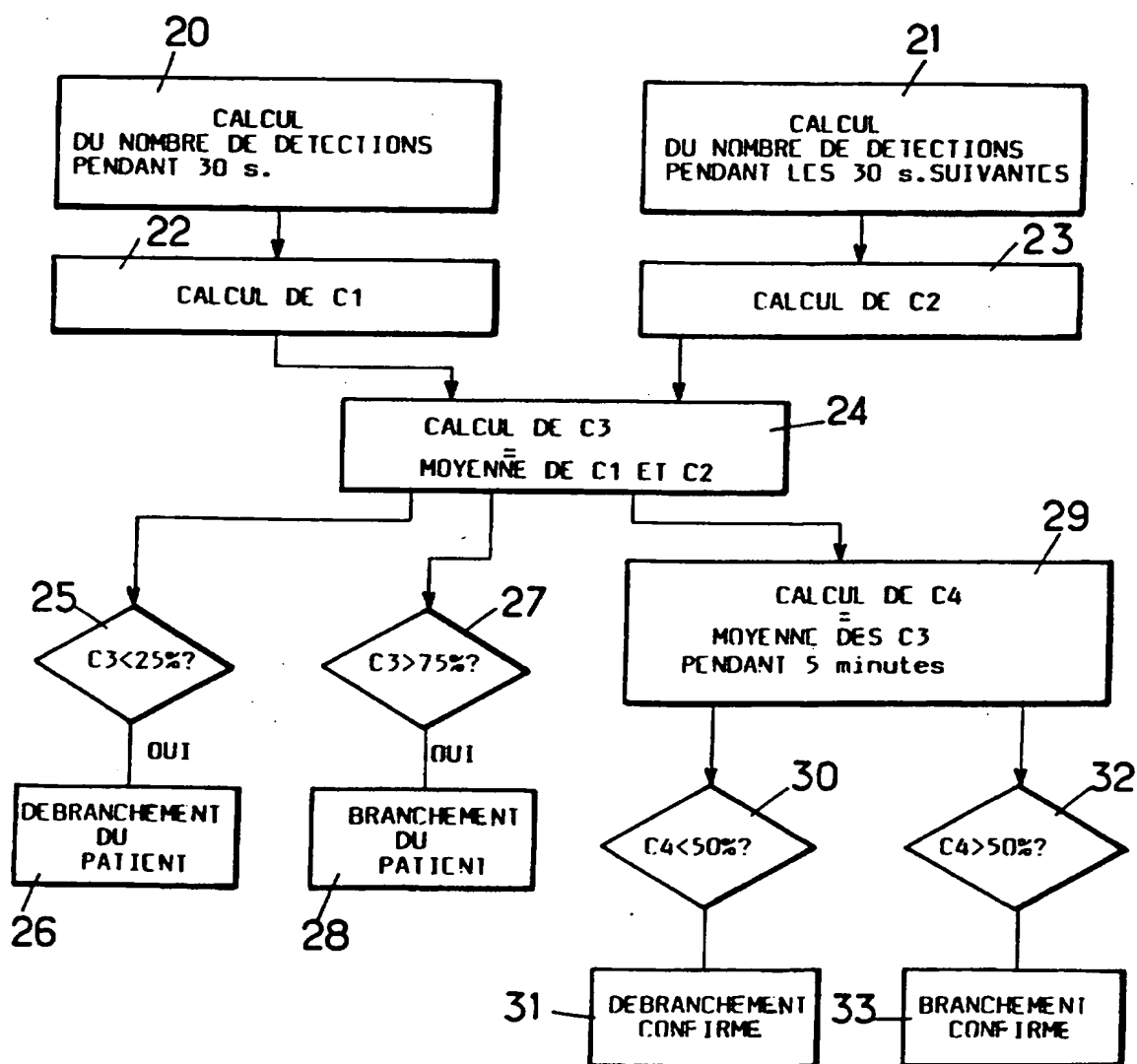
1_3

FIG.:1

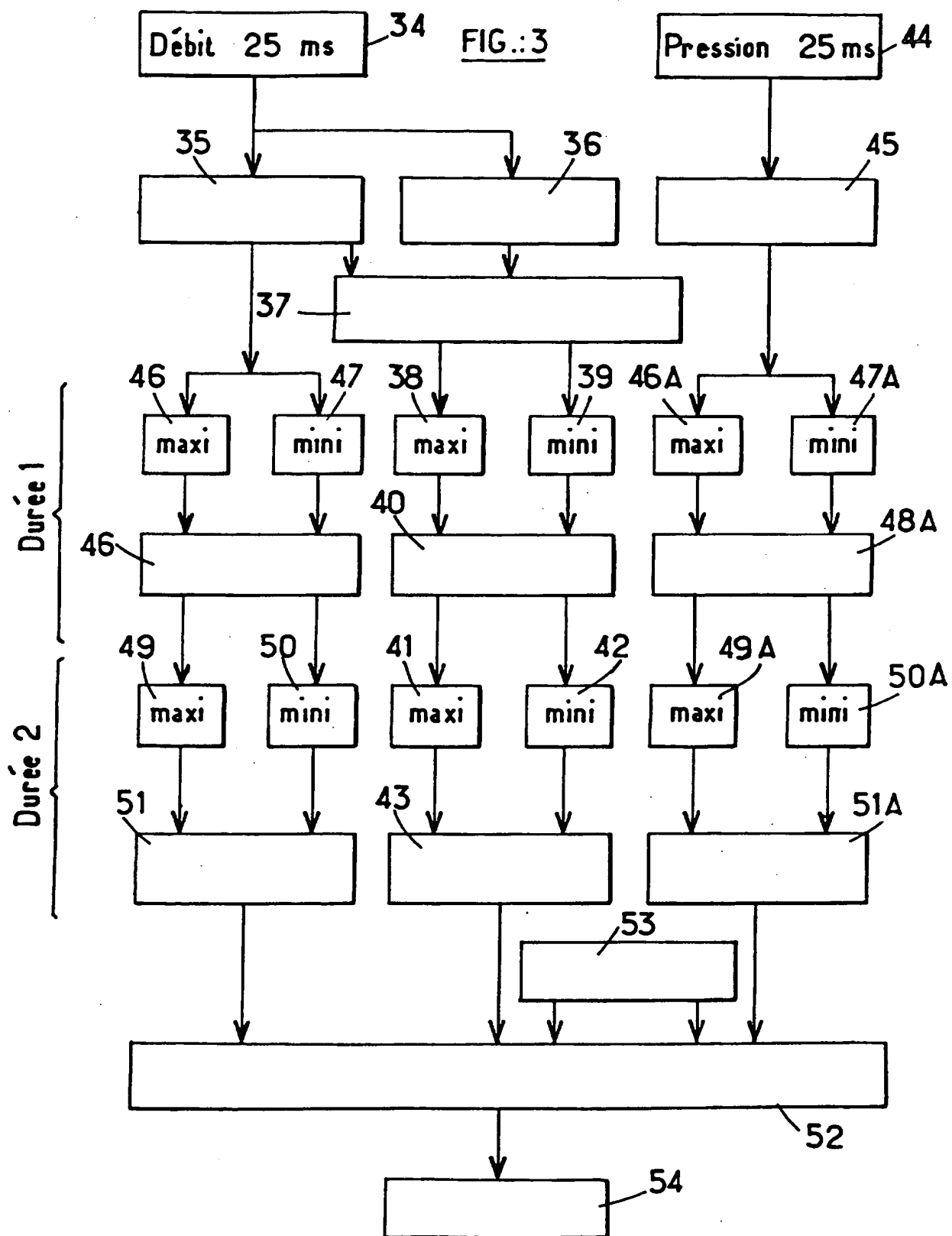


2-3

FIG.: 2



3-3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/FR 95/01257

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 6 A61M16/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61M G06F A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP,A,0 606 687 (PURITAN-BENNETT) 20 July 1994 see column 3, line 41 - column 4, line 18 ---	1-4,8,9
A	EP,A,0 188 071 (TOTTORI UNIVERSITY) 23 July 1986 see page 24, line 12 - page 25, line 17 ---	1-4,8,9
A	EP,A,0 602 734 (METROPOLITAN CLINICAL LABORATORIES LTD) 22 June 1994 see abstract ---	1
A	WO,A,94 13349 (PURITAN-BENNETT CORP.) 23 June 1994 cited in the application see page 4, line 9 - page 5, line 24; claim 1 -----	1

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- *a* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

3 January 1996

Date of mailing of the international search report

11. 01. 96

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Villeneuve, J-M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 95/01257

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-606687	20-07-94	US-A- 5438980 AU-B- 5262893 CA-A- 2112884 DE-T- 606687 JP-A- 7047126	08-08-95 21-07-94 13-07-94 14-06-95 21-02-95
EP-A-188071	23-07-86	JP-C- 1425876 JP-A- 61131756 JP-B- 62037996 CA-A- 1262223 DE-A- 3564075 US-A- 4681099	25-02-88 19-06-86 14-08-87 10-10-89 08-09-88 21-07-87
EP-A-602734	22-06-94	CA-A- 2109017	17-06-94
WO-A-9413349	23-06-94	AU-B- 5744194	04-07-94

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Dem. Internationale No
PCT/FR 95/01257

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 6 A61M16/00

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 6 A61M G06F A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	EP,A,0 606 687 (PURITAN-BENNETT) 20 Juillet 1994 voir colonne 3, ligne 41 - colonne 4, ligne 18 ---	1-4,8,9
A	EP,A,0 188 071 (TOTTORI UNIVERSITY) 23 Juillet 1986 voir page 24, ligne 12 - page 25, ligne 17 ---	1-4,8,9
A	EP,A,0 602 734 (METROPOLITAN CLINICAL LABORATORIES LTD) 22 Juin 1994 voir abrégé ---	1
A	WO,A,94 13349 (PURITAN-BENNETT CORP.) 23 Juin 1994 cité dans la demande voir page 4, ligne 9 - page 5, ligne 24; revendication 1 -----	1

☐ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- "&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

3 Janvier 1996

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

11. 01. 96

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tél. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+ 31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Villeneuve, J-M

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Dem. Internationale No
PCT/FR 95/01257

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP-A-606687	20-07-94	US-A- 5438980	08-08-95
		AU-B- 5262893	21-07-94
		CA-A- 2112884	13-07-94
		DE-T- 606687	14-06-95
		JP-A- 7047126	21-02-95
EP-A-188071	23-07-86	JP-C- 1425876	25-02-88
		JP-A- 61131756	19-06-86
		JP-B- 62037996	14-08-87
		CA-A- 1262223	10-10-89
		DE-A- 3564075	08-09-88
		US-A- 4681099	21-07-87
EP-A-602734	22-06-94	CA-A- 2109017	17-06-94
WO-A-9413349	23-06-94	AU-B- 5744194	04-07-94

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☒ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☒ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.